

EUROPEAN PATENT OFFICE

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 07303621
PUBLICATION DATE : 21-11-95

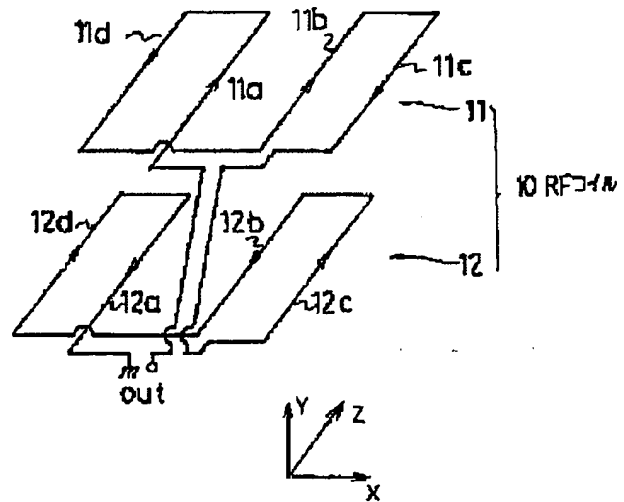
APPLICATION DATE : 12-05-94
APPLICATION NUMBER : 06098914

APPLICANT : GE YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD;

INVENTOR : SATO KENJI;

INT.CL. : A61B 5/055 G01R 33/34

TITLE : RF COIL FOR MRI



ABSTRACT : PURPOSE: To provide an RF coil for MRI which can utilize the space enclosed by magnets effectively and can obtain wide uniform area.

CONSTITUTION: The RF coil for MRI has a current track with the first loop and the second loop connected within the same level and arranged in the shape of letter 8 and a first coil 11 which is so structured that the current direction of the current track at the part where the first loop and the second loop are facing with each other is the same. Further, the subject coil has a current track with the third loop and the fourth loop connected within the same level and arranged in the shape of letter 8 and a second coil 12 which is so structured that the current direction of the current track at the part where the third loop and the fourth loop are facing with each other is the same but reverse to that of the first coil and so arranged that the current track of the part at which the third loop and the fourth loop are facing with each other comes to another level at the specified interval from the current track of the part at which the first loop and the second loop are facing with each other but parallel thereto.

COPYRIGHT: (C)1995,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-303621

(43) 公開日 平成7年(1995)11月21日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/34

8825-4C

8825-4C

A 6 1 B 5/ 05

3 5 0

3 5 5

G 0 1 N 24/ 04

5 2 0 A

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平6-98914

(22) 出願日 平成6年(1994)5月12日

(71) 出願人 000121936

ジーイー横河メディカルシステム株式会社

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72) 発明者 井上 勇二

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

ジーイー横河メディカルシステム株式会社

内

(72) 発明者 佐藤 健志

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

ジーイー横河メディカルシステム株式会社

内

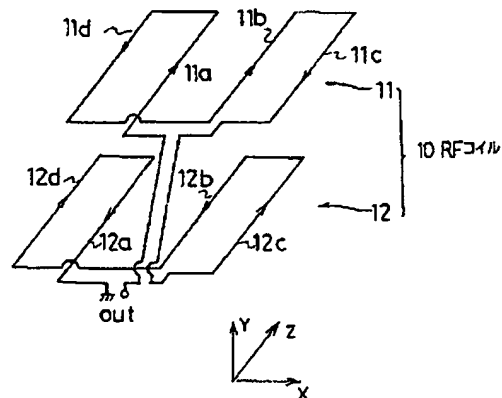
(74) 代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54) 【発明の名称】 M R I 用 R F コイル

(57) 【要約】

【目的】 マグネットに囲まれた空間を有効に利用することができ、広い均一領域が得られるM R I 用 R F コイルを実現する。

【構成】 第1のループ及び第2のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第1のループ及び第2のループが互に対向する部分の電流線路では電流方向が同一になるように構成された第1のコイル11と、第3のループ及び第4のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第3のループ及び第4のループが互に対向する部分の電流線路では電流方向が同一であって、この電流方向が前記第1のコイルの電流方向と逆向きになるように構成され、この第3のループ及び第4のループが互に対向する部分の電流線路は前記第1のループ及び第2のループが互に対向する部分の電流線路に対して所定の間隔を持って異なる平面で平行して配設された第2のコイル12とを有することを特徴とするM R I 用 R F コイル。



ができる。

【0004】そして、このようなMRI装置においては、前述の高周波パルス照射のため、及び高周波の受信のためにRFコイルを備えている。図8はこの種のMRI装置のRFコイル付近を正面から見た様子を示す構成図である。この図8において、磁性材料で構成されたヨーク1に囲まれるようにして、上下に磁石2及び磁石3が配置されており、静磁界を発生している。この磁石2及び磁石3には、その発生する静磁界の歪みを無くすように整える整磁板4、5が取り付けられている。そして、これら整磁板4、5（以下、整磁板4、5及び磁石2、3をまとめて単にマグネット若しくは対向型マグネットと呼ぶ）に囲まれた空間内にRFコイル6が配置されている。

【0005】RFコイル6は図9に示すサドル型コイルであり、このRFコイル6に囲まれた空間内に被検体が載置されるようになっている。ここで、図9に示すようにZ方向の電流路6a、6bは電流方向が同一になるように構成されており、かつ、電流路6c、6dは電流路6a、6bとは逆向きの電流方向になるように構成されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】ここで、一般的なMRI装置を例にして考えた場合、マグネットのX方向の開口長X0は100cm程度、Y方向の開口長Y0は45cm程度である。この場合のサドル型コイルのRFコイル6は、図10に示すように高さYcは40cm程度になり、また、X方向の電流路間Xcは23cm程度になる。

【0007】従って、この大きさのRFコイルの場合に均一な（例えば、+6、-6%の誤差範囲内の）磁場が得られる領域（以下、均一領域）は、Y方向に12cm、X方向に24cm程度である。

【0008】このように、対向型マグネットに囲まれた空間（X0：100cm、Y0：45cm）の大きさに比べると、サドル型コイルのRFコイル6によって得られる均一領域が非常に狭くなるという問題を有していた。そして、均一領域が狭いことにより、イメージにシェーディング（shading：イメージの周辺部での感度低下によって平均輝度が低下する現象）が現れる問題も生じていた。

【0009】また、サドル型コイルによると、そのXY平面内の円弧部の存在によって、対向型マグネットに囲まれた空間の開放性を遮ることになり、被検体の移動等が制限される。このように、対向型マグネットによって生じる空間が有効に利用出来なくなる不具合を有していた。

【0010】本発明は上記の点に鑑みてなされたもので、その目的は、マグネットに囲まれた空間を有効に利用することができ、広い均一領域が得られるMRI用RFコイルを実現することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】前記の課題を解決する第1の手段は、第1のループ及び第2のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第1のループ及び第2のループが互いに対向する部分の電流線路では電流方向が同一になるように構成された第1のコイルと、第3のループ及び第4のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第3のループ及び第4のループが互いに対向する部分の電流線路では電流方向が同一であって、この電流方向が前記第1のコイルの電流方向と逆向きになるように構成され、この第3のループ及び第4のループが互いに対向する部分の電流線路は前記第1のループ及び第2のループが互いに対向する部分の電流線路に対して所定の間隔を持って異なる平面で平行して配置された第2のコイルと、を有することを特徴とするMRI用RFコイルである。

【0012】また、前記の課題を解決する第2の手段は、第1のループ及び第2のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第1のループ及び第2のループが互いに対向する部分の電流線路では電流方向が同一になるように構成された第1のコイルと、第3のループ及び第4のループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第3のループ及び第4のループが互いに対向する部分の電流線路では電流方向が同一であって、この電流方向が前記第1のコイルの電流方向と逆向きになるように構成され、この第3のループ及び第4のループが互いに対向する部分の電流線路は前記第1のループ及び第2のループが互いに対向する部分の電流線路に対して所定の間隔を持って異なる平面で平行して配置された第2のコイルとを有し、第1のループ及び第2のループが互いに対向する部分の電流線路並びに第3のループ及び第4のループが互いに対向する部分の電流線路により囲まれた空間内の磁場が均一になるように、第1のコイル及び第2のコイルの各電流線路を配置したことを特徴とするMRI用RFコイルである。

【0013】また、前記の課題を解決する第3の手段は、第1の二重ループ及び第2の二重ループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第1の二重ループ及び第2の二重ループが互いに対向する側のそれぞれ2本ずつの電流線路部分の電流方向が同一になるように構成された第1のコイルと、第3の二重ループ及び第4の二重ループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、第3の二重ループ及び第4の二重ループが互いに対向する側のそれぞれ2本ずつの電流線路部分では電流方向が同一であって、この電流方向が前記第1のコイルの電流方向と逆向きになるように構成され、この第3の二重ループ及び第4の二重ループが互いに対向する側のそれぞれ2本ずつの電

限することがなくなる。このため、対向型マグネットを用いたMRI装置における被検体周囲の空間の開放性を有効に活用することが可能になる。

【0023】図3は図8と同じ大きさ（マグネットのX方向の開口長X0は100cm程度、Y方向の開口長Y0は45cm程度）の対向型マグネットに用いる場合の本実施例のRFコイル10の一例を示す構成図である。ここでは、メインバス部間が30.4cm、メインバス部とリターンバス部間が14cm、そして、8の字コイル間が38.1cmである。この図3からも、従来のサドルコイルのXY平面内の円弧部分がなくなることによる開放性の改善が明らかである。

【0024】また、以下に説明するように、8の字コイル11、12の各4本のエレメント（11a、11b、11c、11d、12a、12b、12c、12d）の間隔を所定の値に選択することで、磁場の均一領域を広げることが可能になる。

【0025】すなわち、均一領域を広げるエレメント配置の設計としては、磁場の2次の不均一項を0とするようにメインバス部及びリターンバス部のエレメント間隔を選び、その後、リターンバス部のエレメント配置を調整することで均一領域を広げるように制御するものである。

【0026】以下に、均一領域を広げるためのエレメントの配置の設計について詳細に説明する。対向型8の字コイルにおいて、磁場の均一性を得るためにはコイルのエレメント間隔は、コイルの作る磁場の2次微分値=0、4次微分値=0を同時に満足する間隔とすることが理想的である。しかしながら、メインバス部とリターンバス部との電流値が等しい場合には、両者を同時に零とするエレメント間隔は存在しないことが分かった。

【0027】そこで、この場合の図4に示す各エレメント間隔は、以下のような方針により決定する。ここでは、メインバス部の中心からメインバス部までの距離をr1、同じくリターンバス部までの距離をr2とし、RFコイル10の中心点のX方向の所望の磁場B1について考えるものとする。

【0028】① 磁場の2次微分項を零にするメインバス部及びリターンバス部のエレメント間隔を求める。このときに、従来のサドル型のRFコイルを用いた場合と同等な磁場の均一性が得られている。

【0029】② 次に、4次微分の項(D(4))を適当に選ぶことでRFコイル10の磁場感度は図5実線に示すようにある誤差範囲内で均一領域を拡張することができる。この図5は最終的なメインバス部及びリターンバス部によるX方向全域の磁場感度の結果を示している。すなわち、リターンバス部あるいはメインバス部を最適値が得られた点から僅かにずらすことで、磁場の均一領域を拡張することができる。

【0030】発明者が実験を行って求めた結果では、+

6%、-6%の誤差範囲を許容した場合、均一領域はX方向で約30cm程度に広がる結果を得た。これは、従来例で説明したサドルコイルでの同一条件における均一領域24cmと比較すると、均一領域が十分拡張されたことを示している。これにより、イメージのシェーディングも大幅に改善される。

【0031】すなわち、8の字コイルを用い、リターンバス部の設計を考慮に入れ、4次微分の項を利用した設計を行うことで、従来のサドルコイルに比較して大幅に均一領域を拡張することが可能になった。

【0032】図6はRFコイル10の他の一例を示す構成図である。発明者が実験を行ったところ、この図6に示すように、各メインバス部11a、11b、12a、12bの中心点Oに対して各8の字コイル側から見て互いに60°となるようなエレメント配置を行うことによっても良好な結果を得た。

【0033】図7はRFコイルの他の例を示す構成図である。このRFコイル20は、前述の8の字コイルに代えてメインバス部を4本有するコイル21、22が対向して配置されることを特徴としている。

【0034】すなわち、2つの二重ループが同一平面内で接続されて8の字状に配設された電流線路を有し、2つの二重ループ二重ループが互に対向する側のそれぞれ2本ずつ（4本）の電流線路部分（メインバス部21a、21b、21e、21f）の電流方向が同一になるように構成された第1のコイル21と、前記第1のコイル21と略同一形状であって、メインバス部の電流線路22a、22b、22e、22fは前記第1のコイル21の対応するメインバス部の電流方向と逆向きになるように構成され、各電流線路が前記第1のコイル21の対応する電流線路と所定の間隔Y1をもって対向するように構成された第2のコイル22とから構成されたRFコイル20である。尚、ここでは、電流線路21c、21d、21g、21h、22c、22d、22g、22hがリターンバス部である。

【0035】このようなRFコイル20の場合も、対向型マグネット内に配設した場合に、従来のサドルコイルと比較してXY平面内の円弧部が存在しないために、開放性を改善することができる。そして、均一領域の設計については、上述のメインバス部及びリターンバス部の設計と同様にすることができ、均一領域を拡張することが可能である。また、この場合、エレメント数が多いので設計の自由度が更に増す利点がある。

【0036】発明者が実験を行って求めた結果では、内側のメインバス部の間隔をX1、外側のメインバス部の間隔をX2として、対向するコイル21、22の間隔をY1とした場合に、X2=Y1、X1/X2=0.26となるように構成し、更に外側のメインバス部の電流密度が内側のメインバス部の電流密度の2倍となるように構成したRFコイル20によっても、均一領域を拡張す

のそれぞれ2本ずつの電流線路部分により囲まれた空間内の磁場が均一になるように第1のコイル及び第2のコイルの各電流線路を配置したことで、磁場の均一領域が拡張される。

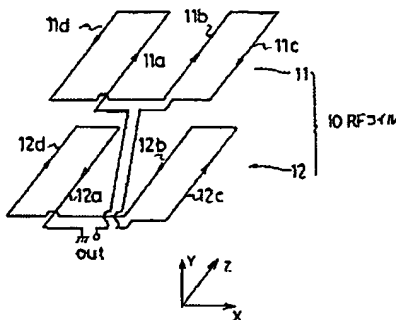
【0041】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、マグネットの上下方向に接するように設けられた対向型コイルでRFコイルを構成することにより、サドルコイルのようなXY平面内の円弧部分がなくなるために、遮蔽物がなくなってRFコイル周囲の開放性が高まる効果が得られる。また、8の字コイルを対向させてRFコイルを構成することにより、各エレメントの配置による磁場変化を利用した設計を行うことで、従来のサドルコイルに比較して大幅に均一領域を拡張することが可能になる。そして、2つの二重ループからなる8の字コイルをマグネットの上下方向に対向して配置するRFコイルによっても、RFコイル周囲の開放性が高まり、従来のサドルコイルに比較して大幅に均一領域を拡張することが可能になり、マグネットに囲まれた空間を有効に利用することができ、広い均一領域が得られるMRI用RFコイルを実現できる。更に、各ループが互に対向する側の電流線路部分により囲まれた空間内の磁場が均一になるように第1のコイル及び第2のコイルの各電流線路を配置したことで、磁場の均一領域が拡張される。

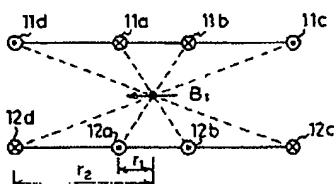
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの構成

【図1】



【図4】



例を示す構成図である。

【図2】本発明の一実施例のMRI用RFコイルのマグネット内の配置例を示す構成図である。

【図3】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの構成例を示す構成図である。

【図4】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの設計の様子を示す説明図である。

【図5】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの設計の様子を示す説明図である。

【図6】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの他の構成例を示す構成図である。

【図7】本発明の一実施例のMRI用RFコイルの他の構成例を示す構成図である。

【図8】従来のMRI用RFコイルの構成例を示す構成図である。

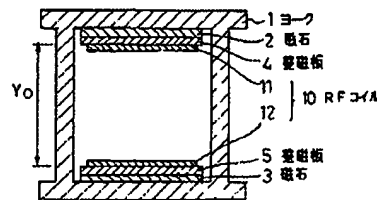
【図9】従来のMRI用RFコイルの構成例を示す構成図である。

【図10】従来のMRI用RFコイルの構成例を示す構成図である。

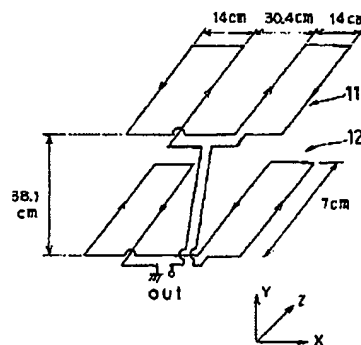
【符号の説明】

- 10 RFコイル
- 11 第1のコイル
- 12 第2のコイル
- 20 RFコイル
- 21 第1のコイル
- 22 第2のコイル

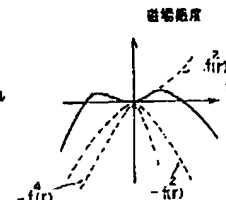
【図2】



【図3】



【図5】



【図6】

